# X-ray exposure system for 3D imaging

<u>£816€195U</u> □ Patent Number:

2000-10-31 Publication date:

GRAUMANN RAINER (DE) Inventor(s):

Applicant(s): SIEMENS AG (DE)

[[DE19746092] Requested Patent:

Priority Number(s): DE19971046092 19971017 Application Number: US19980174159 19981016

H02C1/05 IPC Classification:

Equivalents:

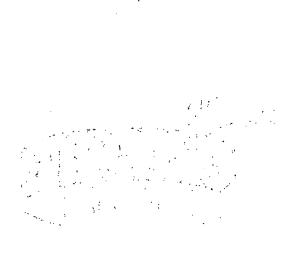
A61B6/00B8, G01N23/04D, G03B42/02S EC Classification:

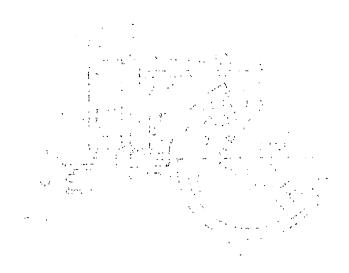
D11192219

#### Abstract

of the projection geometries, which reconstructs 3D images of the subject from the 2D projections. the individual 2D projections, and a computer supplied with signals from the arrangement for the direct determination directly determining the projection geometries of the X-ray source and of the X-ray receiver at the points in time of directions, an arrangement disposed outside the beam path of the X-ray beam emanating from the X-ray source for adjustable relative to a subject for registering successive 2D projections of the subject from different projection An X-ray exposure system has a mobile X-ray apparatus with an X-ray source and an X-ray receiver that are

Data supplied from the esp@cenet database -  $\[ \]$ 





renter en la proprieta de la companya de la compan La superiori de la companya del companya del companya de la companya del la companya de la companya del la compa



DE

**MARKENAMT** PATENT- UND **DEUTSCHES** 

neblemnA (f)

Siemens AG, 80333 München, DE

### C 03 B 45/05 20/9 8 19 A G 01 N 23/04 (a) Int. Cl.<sup>6</sup>: 5058

76.01.71 3.260 at 7er

66.3.3

:getablamnA (g)

(I) Aktenzeichen:

:gestegungstag:

(1) Erfinder:

Graumann, Rainer, Dr., 91315 Höchstadt, DE

DE (6) Entgegenhaltungen:

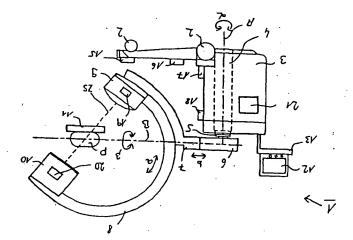
**21 09 397** SN 1A 386 40 8E DE 1 95 12 819 A1 DE 1 95 35 583 A1

nemmontne negalratru netriciere eine teblemnA mov neb brit nedagnA nebnegiot eiu

Prüfungsantrag gem. § 44 PatG ist gestellt

@ Röntgenaufnahmeeinrichtung zur 3D-Bildgebung

von 3D-Bildern des Objektes (P) aus den 2D-Projektionen. zelnen 2D-Projektionen und Mittel (21) zur Rekonstruktion genstrahlenempfängers (10) zu den Zeitpunkten der eingeometrien der Röntgenstrahlenquelle (9) auf des Röntmittelbare Mittel (15 bis 20) zur Erfassung der Projektionseusgehenden Röntgenstrahlenbündels angeordnete un (9) elleupneldstranegtnöß teb nov senie segnsgneldstß relativ zu dem Objekt (P) verstellbar sind, außerhalb des Objekt (P) aus unterschiedlichen Projektionsrichtungen nahme aufeinanderfolgender 2D-Projektionen von einem einem Röntgenstrahlenempfänger (10), welche zur Auf-Annu (e) elleupneldsrtznegtnöß renie tim (f) täregnegtnöß Röntgenaufnahmeeinrichtung aufweisend ein mobiles



Beschreibung

ten Metalistrukturen schwierig ist. tionsgeometrien anhand der geringen Anzahl von abgebilde-Projektionen abgebildet, so daß die Bestimmung der Projekkleiner Bereich der Metallstrukturen der Ringe in den 2Dtallstrukturen überlagert sind. Des weiteren wird nur ein

ist nämlich nur dann möglich, wenn die Ringe und der Comlich sind. Eine genaue Ermittlung der Projektionsgeometrie denen Ringe zu dem Röntgencomputertomograph erforderdefinierten Ausrichtung der mit der Patientenliege verbunsche OP-Anwendungen lange, nicht vertretbare Zeiten zur mograph getrennt ausgeführter Patientenliege für zeitkritiortsfest ausgeführt ist und bei von dem Röntgencomputerto-Tür Anwendungen in Operationssälen ungeeignet ist, weil er bekannte Köntgencomputertomograph den Nachteil, daß er 10 ten Strahlendosis ausgesetzt wird. Darüber hinaus hat der Röntgenstrahlenbündels, wodurch der Patient einer erhöhder Kinge erforderlichen vergrößerten Offnungswinkel des mung der Projektionsgeometrien liegt in dem zur Abbildung Ein weiterer Nachteil dieser Vorgehensweise zur Bestim-

lendosis für den Patienten redüziert ist. 1 für die 3D-Bildgebung flexibel einsetzbar ist und die Strahderart auszuführen, daß die Röntgenaufnahmeeinrichtung Röntgenaufnahmeeinnichtung der eingangs genannten Art Der Erfindung liegt daher die Aufgabe zugrunde, eine

65 emptängers exakt zu ermitteln, 3 nen der Röntgenstrahlenquelle und des Röntgenstrahlengenstrahlenempfängers nicht in der Lage wären, die Positiobet der Verstellung der Röntgenstrahlenquelle und des Rontverstanden, welche aufgrund der erwähnten Instabilitäten Mittel, beispielsweise Positionsgeber des Röntgengerätes, den dabei keine an sich an dem Köntgengerät vorhandene ren Mitteln zur Erfassung der Projektionsgeometrien werzu untersuchendes Objektes verringert ist. Unter unmittelbawendig, wodurch die Strahlenbelastung für ein radiologisch wie bei dem bekannten Röntgencomputertomographen not-Berung des Öffnungswinkels des Röntgenstrahlenbündels genbildern abbildet werden müssen, ist auch keine Vergrözur Erfassung der Projektionsgeometrien also nicht in Röntges des Röntgenstrahlenbündels angeordnet. Da die Mittel sind dabei in vorteilhafter Weise außerhalb des Strahlengan-Instabilitäten mobiler Röntgengeräten erforderlich sind, Verstellung des Köntgensystems auftretenden mechanischen der Projektionsgeometrien, welche aufgrund von bei der zur 3D-Bildgebung. Die unmittelbaren Mittel zur Erfassung ortsunabhängigen Einsatz der Röntgenaufnahmeeinnichtung stem ernöglicht auf vorteilhafte Weise einen flexiblen und einen Königenstrahlenempfänger aufweisenden Rönigensynem Objekt verstellbaren eine Röntgenstrahlenquelle und einanderfolgender 2D-Projekuonen mit einem relauv zu eitung mit einem mobilen Röntgengerät zur Aufnahme auffindungsgemäße Ausführung der Rönigenaufnahmeeinrich-3D-Bildem des Objektes aus den 2D-Projektionen. Die ernen 2D-Projektionen und Mittel zur Rekonstruktion von Köntgenstrahlenempfängers zu den Zeitpunkten der einzel-Jektionsgeometrien der Röntgenstrahlenduelle und des dels angeordnete unmittelbare Mittel zur Erfassung der Pro-. Köntgenstrahlenduelle ausgehenden Köntgenstrahlenbünverstellbar sind, außerhalb des Strahlenganges eines von der schiedlichen Projektionsrichtungen relativ zu dem Objekt genstrahlenempfänger, welche zur Aufnahme aufeinandergengerat mit einer Köntgenstrahlenquelle und einem Rönt-Röntgenaufnahmeeinrichtung aufweisend ein mobiles Rönt-Nach der Erfindung wird diese Aufgabe gelöst durch eine

des Röntgenstrahlenempfängers beispielsweise gemäß einer zur Erfassung der Positionen der Röntgenstrahlenquelle und Vielmehr handelt es sich bei den unmittelbaren Mitteln

> struktion von 3D-Bildern des Objektes aus den 2D-Projeklativ zu dem Objekt verstellbar sind, und Mittel zur Rekonnem Objekt aus unterschiedlichen Projektionsrichtungen re-Aufnahme aufeinanderfolgender 2D-Projektionen von eiquelle und einem Röntgenstrahlenempfänger, welche zur aufweisend ein Köntgengerät mit einer Röntgenstrahlen-Die Erfindung betrifft eine Köntgenaufnahmeeinrichtung

Als problematisch erweist sich, daß bekannte C-Bogennen 2D-Projektionen voraus. gers und des Projektionswinkels während jeder der einzelder Röntgenstrahlenquelle und des Röntgenstrahlenempfäntionsgeometrien, d. h. die genaue Kenntnis der Positionen 30 folgender 2D-Projektionen von einem Objekt aus unter-3D-Bildern setzt allerdings die genaue Kenntnis der Projek-Region des Objektes rekonstruiert. Die Rekonstruktion von nen 2D-Projektionen werden anschließend 3D-Bilder der quelle und dem Röntgenstrahlenempfänger aufgenomme-Verstellbewegung des C-Bogens mit der Röntgenstrahlen- 25 jektes längs seines Umfanges verstellt. Aus den während der der Aufnahme der 2D-Projektionen von der Region des Obder Plazierung relativ zu dem zu untersuchenden Objekt bei Bogen-Röntgengerätes wird der C-Bogen nach entsprechenspielsweise einer Region eines Objektes, mit Hilfe des C- 20 putertomograph definiert zueinander ausgenchtet sind. onsrichtungen für die Rekonstruktion von 3D-Bildern, beinung von 2D-Projektionen aus unterschiedlichen Projektimotorisch verstellbar ist (Orbitalbewegung). Zur Gewinguga zeines Umfanges in einem bestimmten Winkelbereich art an dem Köntgengerät in einem Halter gelagert ist, daß er empfängers mit einem C-Bogen versehen sind, welcher dernahme der Röntgenstrahlenquelle und des Röntgenstrahlen-Art weisen in der Regel Königengeräte auf, welche zur Auf-Röntgenaufnahmeeinrichtungen der eingangs genannten

der aus den 2D-Projektionen rekonstruierten 3D-Bilder leiist daber häufig mit Fehlern behaftet, worunter die Qualität 40 gung auftreten. Die Bestimmung der Projektionsgeometrien stellbewegung des C-Bogens von der idealen Verstellbewefend, aufweisen, wodurch Abweichungen der realen Ver-Verstellung des C-Bogens längs seines Umfanges betref-Röntgengeräte mechanische Instabilitäten, insbesondere die 35

perechenbar sind. die jeweiligen Projektionsgeometrien der 2D-Projektionen strukturen der Ringe sichtbar, so daß aus deren Positionen Projektionen der zu untersuchenden Region sind die Metallsuchenden Region des Objektes angeordnet sind. In den ZD-Ringe vorgeschen, die oberhalb und unterhalb der zu unter-Projektionen sind zwei mit Metallstrukturen versehene 55 dnesse nud des Detektors zum Zeitbnukt der einzelnen ZDforderlichen Projektionsgeometrien der Röntgenstrahlen-Zur Ermittlung der zur Rekonstruktion von 3D-Bildern erstruktion von 3D-Bildem des Objektes zugeführt werden. trifft, dessen Ausgangssignale einem Rechner zur Rekondurchdrungen, das auf einen flächenhaften Detektor aufchendes Objekt wird von dem Röntgenstrahlenbündel aussendet. Ein in dem Mebfeld angeordnetes, zu untersudurchdringendes kegelformiges Köntgenstrahlenbündel eine Kontgenstrahlenquelle aufweist, die ein ein Mebfeld 45 gencomputertomograph zur 3D-Bildgebung bekannt, der Aus der DE 195'12 819 Al ist beispielsweise ein Rönt-

bildet, so daß große Teile der 2D-Projektionen von den Memit sehr grober Vergrößerung in den 2D-Projektionen abgeist (wenige Zentimeter). Die Metallstrukturen werden daher schen der Köntgenstrahlenquelle und den Ringen sehr klein großen Durchmesser aufweisen, so daß der Abstand zwitrien hat Jedoch den Nachteil, daß die Ringe einen relativ Dieses Verfahren zur Bestimmung der Projektionsgeome-

nchlung 4 verbunden ist, relativ zu dem Gerätewagen 3 verden Halter 7 und das Halteteil 6 mit der Säule 5 der Hubvor-Mit Hilfe der Hubvorrichtung 4 ist der C-Bogen 8, der über schieblich (vgl. Doppelpfeil b) an dem Halteteil 6 gelagert. b, Angulationsbewegung) und in Richtung der Achse B ver-

ordnet ist, darstellbar. auf einem Halter 13 des C-Bogen-Röntgengerätes I angerekonstruiert und sind mittels eines Monitors 12, welcher und des Röntgenstrahlenempfängers 10 gewonnen werden, richtungen, welche mit Hilfe der Röntgenstrahlenquelle 9 nen des Körperbereiches aus unterschiedlichen Projektionsten P vorgesehen. Die 3D-Bilder werden aus 2D-Projektiodargestellten, auf einer Patientenliege II liegenden Patieneines Körperbereiches eines in der Figur nur schemausch den Ausführungsbeispiels zur Erzeugung von 3D-Bildern Das C-Bogen-Röntgengerät I ist im Falle des vorliegennkal verstellbar

nommen werden. nen und verwendet die eimittelten Positionen im Anschlub 25 ten P aus unterschiedlichen Projektionsnichtingen aufgebis 100 2D-Projektionen von dem Körperbereich des Patienrisch verstellt, wobei während der Verstellbewegung ca. 50 lich darzustellenden Körperbereich des Patienten P motokelbereich von ca. 200° um den zu untersuchenden und bild-Umfanges in Richtung des Doppelpfeiles a in einem Winchen Projektionswinkeln wird der C-Bogen 8 längs seines Zur Aufnahme von 2D-Projektionen aus unterschiedli-

empfänger 10 mitbewegt werden. mit der Köntgenstrahlenquelle 9 und dem Köntgenstrahlenbei der Verstellung des C-Bogens 8 längs seines Umfänges weils mit einer Sendeeinrichtung 19, 20 verzehen, welche sind im Falle des vorliegenden Ausführungsbeispiels jestrahlenquelle 9 sowie der Röntgenstrahlenempfänger, 10 nete Empfangseinrichtungen 15 bis 18 auf. Die Köntgenzug auf den C-Bogen 8 stationären Gerätewagen 3 angeord-Das C-Bogen-Röntgengerät I weist mehrere an dem in beponenten des C-Bogen-Röntgengerätes I angeordnet sind. trien um Sende- und Empfangseinrichtungen, die an Komsich bei den Mitteln zur Erfassung der Projektionsgeome-Falle des vorliegenden Ausführungsbeispieles handelt es Zeitpunkten der einzelnen 2D-Projektionen vorgesehen. Im lenquelle 9 und des Röntgenstrahlenempfängers 10 zu den zur Erfassung der Projektionsgeometrien der Röntgenstrah-Röntgenstrahlenbündels angeordnete unmittelbare Mittel ganges eines von der Röntgenstrahlenquelle 9 ausgehenden onsgeometrien der 2D-Projektionen außerhalb des Strahlensind zur exakten Ermitlung der unterschiedlichen Projektistellung des C-Bogens längs seines Umfanges, aufweisen, râte mechanische Instabilitäten, insbesondere bei der Ver-Da, wie bereits eingangs erwähnt, C-Bogen-Röntgenge-

€\$.

der Auslösung einer 2D-Projektion erfolgt. Sendeeinrichtungen 19, 20, welche jeweils gleichzeitig mit tionen auslöst, steuert auch die Auslösung von Signalen der C-Bogens 8 steuert als such die Aufnahme von 2D-Projekgengerätes 1, welche sowohl die motorische Verstellung des Eine Steuer- und Recheneinheit 11. des C-Bogen-Rönt-

konstruktion von 3D-Bildem von Körperbereichen des Patelten Projektionsgeometrien werden anschließend zur Re-Köntgenstrahlenempfängers 10 zugeführt. Die derart ermit-Projektionsgeometrien der Röntgenstrahlenquelle 9 und des direkt der Steuer- und Recheneinheit 21 zur Ermittlung der einrichtungen 15 bis 18 empfangenen Signale werden dabet lenempfängers 10 ermittelt werden. Die von den Empfangsmetrien der Köntgenstrahlenquelle 9 und des Köntgenstrah-20 abgestrahlt werden, können mittels der Steuer- und Reeiner 2D-Projektion jeweils von den Sendeeinnichtungen 19, empfangenen Signale, welche zum Zeitpunkt der Auslösung Anhand der mittels der Empfangseinrichtungen 15 bis 18

> einer 2D-Projektion. empfängers und des Projektionswinkels für jeder Aufnahme. Positionen der Röntgenstrahlenquelle, des Röntgenstrahlengnale ermöglicht anschließend die Bestimmung der genauen empfangen werden. Die Auswertung der empfangenen Si-Projektion Signale aus, die von den Empfangseinrichtungen senden die Sendeeinrichtungen pro Aufnahme einer 2D-Projektionen aus unterschiedlichen Projektionsrichtungen Verstellbewegung mit gleichzeitiger Aufnahme von 2Dlenempfängers mit diesen mitbewegt werden. Während der pewegung der Röntgenstrahlenquelle und des Röntgenstrahten selbst angeordnet sein, so daß sie im Zuge einer Verstelldes Röntgenstrahlenempfängers oder an diesen Komponendeeinnichtungen im Bereich der Köntgenstrahlenquelle und weise an stationären Teilen des Röntgengerätes und die Senungen. Die Empfangseinnehmugen können dabei vorzugs-Variante der Erfindung, um Sende- und Empfangseinrich-

znr Rekonstruktion von 3D-Bildern aus den 2D-Projektiodes Röntgenstrahlenempfängers für jede der 2D-Projektiovorzugsweise die Positionen der Köntgenstrahlenquelle und und Recheneinheit. Die Steuer- und Recheneinheit ermittelt Köntgenstrahlenempfängers, zusammenwirkende, Steuer-Erfassung der Positionen der Röntgenstrahlenquelle und des 20 zur Rekonstruktion von 3D-Bildern eine mit den Mitteln zur Cemäß einer Variante der Erfindung umfassen die Mittel

genng zu halten. samtkosten einer derarigen Röntgenaufnahmeeinrichtung hend erwähnten Mitteln, versehen ist, ermöglicht, die Gedie Röntgenaufnahmeeinrichtung, welches mit den vorste-Zurückgreifen auf ein an sich bekanntes Röntgengerät für punkten der einzelnen 2D-Projektionen versehen ist. Das quelle und des Röntgenstrahlenempfängers zu den Zeit-Mitteln zur Erfassung der Positionen der Röntgenstrahlenteln zur Rekonstruktion von 3D-Bildern und unmittelbaren Bogen-Röntgengerät sein, welches mit entsprechenden Mit- 35 genaufnahmeeinrichtung kann also ein an sich bekanntes Clich an dem Halter gelagert ist, Das Köntgengerät der Köntweist, wobei der Bogen längs seines Umfanges verschiebaufnehmenden Bogen und einen Halter des Bogens auf-Röntgenstrahlenquelle und den Röntgenstrahlenempfänger 30 Röntgengerät, der Röntgenaufnahmeeinrichtung, einen die Eine weitere Variante der Erfindung sieht vor, daß das

mobilen C-Bogen-Röntgengerät zeigt. findungsgemäße Röntgenaufnahmeeinrichtung mit einem fügten schemauschen Zeichnung dargestellt, welche eine er-Ein Ausführungsbeispiel der Erfindung ist in der beige- 45

des Halteteils 6 und des Halters 7 drehbar (vgl. Doppelpfeil ist in an sich bekannter Weise um eine gemeinsame Achse B an dem Halter 7 gelagert (Orbitalbewegung). Der Halter 7 her dargestellter Weise motorisch oder manuell verstellbar tung des Doppelpfeiles a längs seines Umfanges in nicht nätrifft. Der C-Bogen 8 ist in an sich bekannter Weise in Richdels annähernd mittig auf den Röntgenstrahlenempfänger 10. 9 ausgehender Zentralstrahl-ZS eines Röntgenstrahlenbünder angeordnet sind, daß ein von der Röntgenstrahlenquelle 60 cheneinheit 21 für jede 2D-Projektion die Projektionsgeogenstrahlenempfänger 10 auf, welche derart relativ zueinanüberliegend eine Röntgenstrahlenquelle 9 und einen Rönt-C-Bogen 8 weist an seinen beiden Enden einander gegen-Halter 7 zur Lagerung eines C-Bogens 8 angeordnet ist. Der Saule 5 ist ein Halteteil 6 angeordnet, an dem wiederum ein 55 Richtung des Doppelpfeiles a drehbar ist, versehen. An der Längsachse A aufweisenden Säule 5, um die die Säule 5 in nichtung 4 auf. Die Hubvorrichtung 4 ist mit einer eine einer in der Figur nur schematisch angedeuteten Hubvorweist einen auf Rädern 2 verfahrbaren Gerätewagen 3 mit 50 Das in der Figur dargestellte C-Bogen-Röntgengerät 1.

lenempfängers (10) Sende- (19, 20) und Empfangsein-

zusammenwirkende Steuer- und Recheneinheit (21) lenquelle (9) und des Röntgenstrahlenempfänger (10) fassung der Projektionsgeometrien der Röntgenstrahvon 3D-Bildern eine mit den Mitteln (15 bis 20) zur Ersprüche I oder 2, bei der die Mittel zur Rekonstruktion 3. Köntgenaufnahmeeinrichtung nach einem der Annchlungen (15 bis 18) aufweisen.

(8) langs seines Umfanges verschieblich an dem Halter Halter (7) des Bogens (8) aufweist, wobei der Bogen empfänger (10) aufnehmenden Bogen (8) und einen Röntgenstrahlenquelle (9) und den Röntgenstrahlensprüche I bis 3, bei der das Röntgengerät (1) einen die 4. Köntgenaufnahmeeinrichtung nach einem der Anumassem,

(7) gelagert ist.

Hierzu I Seite(n) Zeichnungen

dem Monitor 12 des C-Bogen-Röntgengerätes 1 bildlich tienten P herangezogen, welche, wie bereits erwähnt, auf

Ubertragung der Steuerzignale für die motorische Verstel-Die Signalleitungen der Steuer- und Recheneinheit 21 zur darstellbar sind.

im übrigen nicht dargestellt. richtungen 15 bis 18 empfangenen Signale sind in der Figur 19, 20 sowie zur Übernahme der durch die Empfangseindie Auslösung von Signalen durch die Sendeeinrichtungen lung des C-Bogens 8, die Auslösung von 2D-Projektionen,

übrigen von der im vorliegenden Ausführungsbeispiel vervorgesehenen Sende- und Empfangseinrichtungen kann im strahlenquelle 9 und des Röntgenstrahlenempfängers 10 Die Anzahl der zur Positionsbestimmung der Röntgen-

Des weiteren ist die Andringung der Sende- und Empwendeten Anzahl abweichen.

oder elektromagnetischer Wellen, beispielsweise Mikrowel- 25 hen sein, die auf Basis von Schallwellen, z. B. Ultraschall, gen können beispielsweise Sender und Empfänger vorgesegen 3 angeordnet sein. Als Sende- und Empfangseinrichtunempfänger 1 und die Sendeeinrichtungen an dem Gerätewaan der Königenstrahlenquelle 9 und dem Rönigenstrahlen- 20 sein. Insbesondere können die Empfangseinrichtungen auch exemplarisch zu verstehen und kann auch anders ausgeführt fangseinrichtungen an dem C-Bogen-Röntgengerät I nur

Sendeeinrichtungen 19, 20 und den Empfangseinrichtungen einrichtung mit dem mobilen C-Bogen-Röntgengerät 1, den Der Vorteil der erfindungsgemäßen Röntgenaufnahme-

len oder Licht, arbeiten.

geometrien erforderlich, so daß der Offnungswinkel des ken in den 2D-Projektionen zur Ermittlung der Projektions-Zudem sind keine Abbildungen von röntgenpositiven Mardurch die erfindungsgemäße Ausführung vermieden sind, 35 und den Mittel zur Erfassung der Projektionsgeometrien richtungsvorgänge zwischen dem C-Bogen-Röntgengerät zur 3D-Bildgebung einsetzbar ist, wobei langwierige Ausortsunabhängig also beispielsweise auch in Operationssälen 15 bis 18 liegt darin, daß die Röntgenaufnahmeeinrichtung 30

Die Mittel zur Erfassung der Projektionsgeometrien müsreduzien ist. torderlich ist, wodurch die Strahlendosis für den Patienten P bildung des relevanten Körperbereichs des Patienten P et- 40 Röntgenstrahlenbündels nicht größer als unbedingt zur Ab-

nonsgeometrien ermöglichen. angeordnete Mittel umfassen, die die Ermittlung der Projekaußerhalb des Strahlenganges des Röntgenstrahlenbündels fangseinrichtungen aufweisen, sondern können auch andere 45 sen im übrigen nicht notwendigerweise Sende- und Emp-

#### Patentansprüche

(10) zu den Zeitpunkten der einzelnen 2D-Projektionen strahlenquelle (9) und des Röntgenstrahlenempfängers zur Erfassung der Projektionsgeometrien der Röntgenbündels angeordnete unmittelbare Mittel (15 bis 20) 60 genstrahlenquelle (9) ausgehenden Röntgenstrahlensind, auberhalb des Strahlenganges eines von der Röntonsrichtungen relativ zu dem Objekt (P) verstellbar von einem Objekt (P) aus unterschiedlichen Projektizur Aufnahme aufeinanderfolgender 2D-Projektionen 55 (9) und einem Köntgenstrahlenempfänger (10), welche les Röntgengerät (1) mit einer Röntgenstrahlenquelle I. Röntgenaufnahmeeinnichtung aufweisend ein mobi-

der Köntgenstrahlenquelle (9) und des Röntgenstrahder die Mittel zur Erfassung der Projektionsgeometrien 2. Röntgenaufnahmeeinrichtung nach Anspruch 1, bei Objektes (P) aus den 2D-Projektionen.

und Mittel (21) zur Rekonstruktion von 3D-Bildern des

1.5

## Later to the state of the same

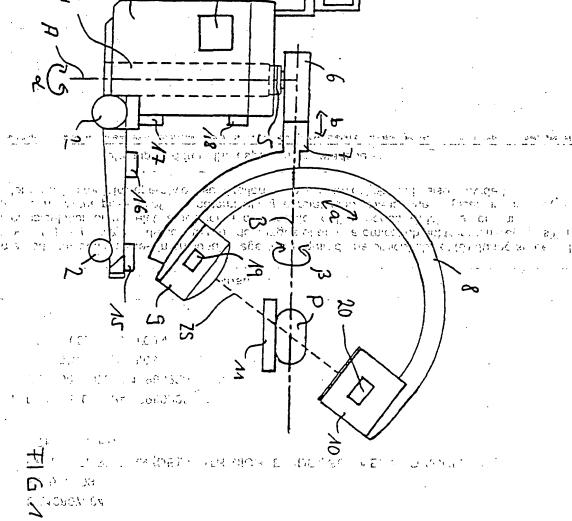
The safe of the sa

The control of the second part of the control of the control of the control of the second part of the second part of the control of the contr

- Leerseite -

Offenlegungstag: persegnugalneffO

PORKLICH BUSH RAY



。13、20%有机量D。C. 的设计对对应图150几字/11